

PAT-NO: JP358071417A  
DOCUMENT-IDENTIFIER: JP 58071417 A  
TITLE: ULTRASONIC WAVE PULSE DOPPLER BLOOD STREAM  
MEASURING DEVICE  
PUBN-DATE: April 28, 1983

## INVENTOR-INFORMATION:

NAME  
SHIRASAKA, TOSHIO

## ASSIGNEE-INFORMATION:

NAME	COUNTRY
TOSHIBA CORP	N/A

APPL-NO: JP56168644

APPL-DATE: October 23, 1981

INT-CL (IPC): G01F001/66, A61B005/02 , G01P005/00

US-CL-CURRENT: 73/861.28

## ABSTRACT:

PURPOSE: To make it possible to check performance including the sound field of an ultrasonic wave vibrator and a sending and receiving circuit, by shifting the time of rate pulses and range gate pulses, and generating a doppler shift signal based on the ultrasonic echo from a stationary body.

CONSTITUTION: The ultrasonic frequency signal is generated from a rate pulse generating circuit 2 at every ultrasonic wave transmitting rate and transformed into the signal which is shifted for the specified time at every rate in a shift pulse generating circuit I. The ultrasonic wave vibrator 4 responds to a

pulser 3, to which said signal is applied. Then the ultrasonic wave is transmitted to a metal piece 18 which is kept stationary at a specified distance in the water, and the substantial doppler shifted wave is generated. The received signal is processed by a sample and hold circuit 13 which is controlled by a range gate circuit 12, Fourier transformation circuit 15, and the like, and the doppler shift is detected. Said rate pulses and range rate pulses are time shifted for every transmission, and the doppler shift signal is generated based on the ultrasonic wave echo from the stationary body. In this constitution, the performance including the sound field of the ultrasonic vibrator and sending and receiving circuit can be checked.

COPYRIGHT: (C)1983,JPO&Japio

⑯ 日本国特許庁 (JP)

⑪ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報 (A)

昭58-71417

⑬ Int. Cl.<sup>3</sup>  
G 01 F 1/66  
A 61 B 5/02  
G 01 P 5/00

識別記号  
104

厅内整理番号  
7625-2F  
6530-4C  
7027-2F

⑭ 公開 昭和58年(1983)4月28日  
発明の数 1  
審査請求 未請求

(全 7 頁)

⑮ 超音波パルスドプラ血流計測装置

大田原市下石上1385番の1 東京  
芝浦電気株式会社那須工場内

⑯ 特 願 昭56-168644  
⑰ 出 願 昭56(1981)10月23日  
⑱ 発明者 白坂俊夫

⑲ 出願人 東京芝浦電気株式会社  
川崎市幸区堀川町72番地  
⑳ 代理人 弁理士 則近憲佑 外1名

明細書

1. 発明の名称

超音波パルスドプラ血流計測装置

2. 特許請求の範囲

(1) 基準クロックパルスから分周して作られた所定繰返し周期のレートパルスを発生するレートパルス発生回路と、このレートパルスにより駆動パルスを発生するパルサと、この駆動パルスにより生体内に超音波を送波し、反射波を受波する超音波振動子と、この受波された受信信号と超音波中心周波数を有する信号と混合するミクサと、前記レートパルスより任意設定遅延時間後にレンジゲートパルスを発生するレンジゲート回路と、このレンジゲートパルスにより、前記ミクサから供給される受信信号をサンプルホールドするサンプルホールド回路と、このサンプルホールドされた受信信号をフーリエ変換するFFTと、このフーリエ変換された信号を表示する表示器を備えた超

音波パルスドプラ血流計測装置において、前記レートパルスとレンジゲートパルスとの時間間隔を前記所定繰返し周期ごとに所定時間偏移させる偏移パルス発生手段を設け、静止物体からの超音波エコーよりドプラ偏移信号を発生することを特徴とするパルスドプラ血流計測装置。

(2) 偏移パルス発生手段として、前記所定繰返し周期により一定の反復周期信号を発生するカウンタと、この周期信号の反復周期内で前記繰返し周期ごとにアップまたはダウンカウントするアップ/ダウンカウンタと、このアップ/ダウンカウンタの初期値を記録しているリードオンリメモリと、基準クロックパルスにより偏移時間間隔を設定する複数の分周器と、この分周器の出力を選択するマルチプレクサと、この選択された分周出力で、前記アップ/ダウンカウンタの出力値をダウンカウントし、所定値に達したときに超音波の送信または受信タイミング信号を発生するダウンカウンタを備えたことを特徴とする特許請求の範囲  
第1項記載の超音波パルスドプラ血流計測装置。

## 3. 発明の詳細な説明

## 〔技術分野の説明〕

本発明は静止物体から得られる超音波エコーよりドプラ偏移周波数を合成する電気的シミュレータを備えた超音波パルスドプラ血流計測装置に関する。

## 〔従来技術の説明〕

超音波パルスドプラ血流計測装置は無侵襲で生体内の血流速が計測できるということで、数々の装置が開発されている。ここで実用化されているパルスドプラ血流計測装置の1つについて構成及び動作について説明する。

この装置は、生体内の任意設定点の血流速度をパルスドプラ法を用いて、非観血的に測定するもので、第1図のブロック図及び、第2図のタイミングチャートに示すように、まずクロックパルス信号発生回路1でクロックパルスaを発振し、レートパルス発生回路2は分周回路及びゲート回路等を備え、クロックパルスaより、超音波の繰返し周波数に相当するレートパルスbを発生し、パ

ルサ回路3とレンジゲート回路12に供給する。バルサ回路4はバルス b の立下りエッジのタイミングで超音波振動子4を駆動する。振動子4は電気信号を機械振動に変換し、発生表面5を介して生体内へ超音波を送信する。この超音波は生体内的血管壁6、及び血管内の血球7（主に赤血球）によって、一部反射され、そのエコー信号は同一の振動子4で受信され、電気信号bに変換される。ここで説明を簡単にするため血管内に单一の反射移動物体があると仮定する。この場合得られる反射信号は次式で表わされる。

$$S = A \cos(\omega_0 t + \phi_c) + B \cos(\omega_0 + \omega_d) t \quad \dots \dots (1)$$

ここで  $\omega_0 = 2\pi f_0$ 、  $\omega_d = 2\pi f_d$

$f_c$  : 超音波周波数

t : 時間

$f_d$  : ドプラ偏移周波数

B : ドプラ信号の振幅定数

A : クラッタ（血管壁エコー等）信号の振幅定数

$\phi_c$  : クラッタ（血管壁エコー等）信号の位相角

である。またドプラ偏移周波数  $f_d$  は次式で表われる。

$$f_d = [(2v \cdot \cos \theta) / s] \cdot f_c \quad \dots \dots (2)$$

vは血管内の血球（血流）速度、θは超音波進行方向と血流方向の角度、sは生体内における超音波伝播速度である。よって血流速度はドプラ偏移周波数に対応するため本パルスドプラ装置はこのドプラ偏移周波数  $f_d$  のみ抽出するものである。それは次の様に行なわれる。

上記電気信号dを前置増幅器9で増幅した後、ミクサ回路10に供給する。ミクサ回路10は信号dと超音波周波数に相当するクロックパルス信号と混合する。そして、ローパスフィルタ11を通して、超音波周波数等の高調波成分が除去される。

そして、生体内の血流が流されている深さの位置8だけのドプラ信号を抽出するため、サンプルホールド回路13に供給される。レンジゲート回

路12はパルスaとパルスbにより遅延時間が任意に設定でき、この場合超音波が振動子4からサンプリングポイント位置8まで往復する時間だけ、信号bより遅延したサンプリングパルスcをサンプルホールド回路13に加える。よってサンプルホールド回路13は、サンプリングパルスcによりローパスフィルタ11の出力信号をサンプリングする。バンドパスフィルタ14は、回路13でのサンプリングによって生じた高調波成分及び血管壁等の固定反射信号又は比較的ゆっくりした動きによるドプラ偏移周波数を除去し、血流によるドプラ周波数を抽出する。次にFFT等の周波数分析器15を通して、周波数スペクトルパターンを表示器16に表示する。このようにして、パルスドプラ装置は血流速度に対応するドプラ偏移周波数を検出する。

この様にパルスドプラ血流計測装置は、血液内の血球等の移動物体の速度に対応するドプラ偏移周波数を出力するため出力形態は周波数領域でなされるため回路構成が複雑化される。よってその

装置が正常な動作を行なっているかどうかというチェックが容易に行えることが重要である。

[従来技術の問題点]

従来このようなパルスドプラ血流計測装置の動作チェックを行う装置として、日本超音波医学会講演論文集、38-C-24、昭和56年4月に記載されている「超音波パルスドプラ装置用電気的信号シミュレータ」の技術が用いられている。この電気的信号シミュレータは移動物体から得られる反射エコー信号として電気的に発生させた正弦波バースト信号をもって置換し、このバースト信号の位相を変化させてドプラ変位周波数を得るものである。

しかし、このバースト信号による置換は実際の反射エコー信号と異なり超音波振動子による音響及び送受信回路の特性を含めた性能チェックができない欠点がある。

[発明の目的]

本発明は上記欠点を解決するため、超音波振動子から得られる超音波エコー信号に基づきドプラ

偏移周波数を合成する電気的シミュレータを備えることによって、実際の超音波エコー信号により超音波振動子の音場及び送受信回路を含めた性能チェックを可能にした超音波パルスドプラ血流計測装置を提供することを目的とする。

[発明の要約]

上記目的を達成するために本発明は基準クロックパルスから分周して作られた所定繰返し周期のレートパルスを発生するレートパルス発生回路と、このレートパルスにより、駆動パルスを発生するバルサと、この駆動パルスにより生体内に超音波を送波し、反射波を受波する超音波振動子と、この受波された受信信号と超音波中心周波数を有する信号と混合するミクサと、前記レートパルスにより任意設定遅延時間後にレンジゲートパルスを発生するレンジゲート回路と、このレンジゲートパルスにより、前記ミクサから供給される受信信号をサンプルホールドするサンプルホールド回路と、このサンプルホールドされた受信信号をフーリエ変換するFFTと、このフーリエ変換された

信号を表示する表示器を備えた超音波パルスドプラ血流計測装置において、前記レートパルスとレンジゲートパルスとの時間間隔を前記所定繰返し周期ごとに所定時間偏移させる偏移パルス発生手段を設け、静止物体からの超音波エコーよりドプラ偏移信号を発生することを特徴とするものである。

[発明の構成及び作用の説明]

まず、本発明の概要を説明する。速度 $v$ で超音波の送波方向に移動する物体に繰返し周期 $T_r$ で超音波を送受した場合、超音波振動子から送波した超音波が物体に当り、反射されて再び超音波振動子で受波される時間 $t$ は

$$t = 2x / s \quad \dots (3)$$

ただし、 $x$ は超音波振動子と物体との距離とする。次の周期( $T_r$ 後)では物体は $\Delta x$ ( $-v \cdot T_r$ )移動しているので超音波の送波から受波までの時間 $t'$ は

$$t' = 2(x + \Delta x) / s \quad \dots (4)$$

従って $t' - t = \Delta t$ とおくと

$$\Delta t = 2\Delta x / s$$

$$= 2v \cdot T_r / s$$

となる。これを(2)式に代入し、 $\theta = 0^\circ$ とおくと

$$f_d = \Delta t \cdot f_c / T_r \quad \dots (5)$$

となる。

すなわち超音波送波の繰返し周期ごとに時間 $\Delta t$ ずつレートパルスとレンジゲートパルスとの時間間隔を偏移させることによりドプラ偏移周波数 $f_d$ を得ることができる。

本発明はこのようにして、ドプラ偏移周波数を擬似的に発生することによって装置のシミュレートを行うものである。

以下図面を参照して、本発明の一実施例を説明する。第3図は本実施例の構成を示すブロック図、第4図は第3図に示す主要部のタイミングチャートである。また第5図に第3図に示された偏移パルス発生回路の構成図を示し、第6図にそのタイミングチャートを示す。尚、第1図と同一のものは同一符号を付し、説明を略す。

第3図、第4図においてクロックパルス発生回路1で19.2MHzのクロックパルスaを発生し、そのパルスaをレート信号発生回路2で超音波鏡返し周波数に相当するレートパルスbを発生する。このパルスbとクロックパルスaでパルスbごとに時間 $\Delta t$ ずつ偏移した信号lを発生する。ここで、スイッチ20はドプラ装置を血流計測等の通常な動作にするか、本発明のドプラ偏移周波数を出力するかを選択するスイッチであり後者の場合、信号lはパルサ回路3に加わり、その出力信号lで超音波振動子4を駆動する。次に、水槽17の中に水19を満たし、その中に反射物体に相当するポールターゲット18を設定し、そのターゲット18から超音波反射エコーが得られる様に超音波振動子4を設定する。次にレンジゲート回路12の発生するサンプリングパルス信号cの位置をターゲット18のエコーがサンプルホールド回路13で抽出する様に設定する。この様に設定することにより、振動子4の受信エコー信号は第4図Aに示すsの波形となる。ここで①、②、

…⑦は超音波鏡返し信号bが順次鏡返していることを示しており送信々回及びターゲットエコードが時間 $\Delta t$ ずつ順次偏移している。次にミクサ10で超音波中心周波数に相当する信号と掛け合せてその出力信号をローパスフィルタ11に通すことにより第4図Bの①、②、③、…⑦の信号が得られる。ここでレンジゲートパルスcのタイミングt1、t2、…tnで次段のサンプルホールド回路13でサンプルホールドすることにより第4図Cに示す波形rが得られ、その信号rをバンドパスフィルタ14を通して波形lが出力される。この信号lをFFT15で周波数分析することにより、ポールターゲット18の固定反射エコーによるドプラ偏移周波数が得られる。この様に前記①～⑦がある一定周期Taで順次鏡返す。この反復周期Taはドプラ信号の有する周波数スペクトラムの間隔 $\Delta f$ との関係があり $\Delta f = 1/Ta$ である。そのため、 $\Delta f$ が周波数分析器FFT15の周波数分解能に相当する周波数になる様に周期Taを設定する。

次に偏移パルス発生回路lについて第5図及び、第6図を用いて説明する。スイッチ21はアップ／ダウンカウンタ25及びリードオンリメモリ23をカウントアップもしくはカウントダウンに切換えるためのスイッチであり、反射体（仮想的にポール18）が振動子4に向って移動している状態はカウントアップ、逆に反射体（仮想的にポール18）が遠ざかる状態はカウントダウンするよう動作する。スイッチ22はドプラ偏移周波数Tdを選択するものであり、リードオシリメモリ23及びマルチブレクサ31に2bitの制御信号を供給する。クロックパルスaは直接マルチブレクサ31に、または1/2分周器29、もしくは3/8分周期30を介してマルチブレクサ31に供給され、この場合スイッチ22によってクロックパルスa、1/2分周されたクロックパルス、3/8分周されたクロックパルスが選択的にゲート28に出力される。一方、レートパルスbはカウンタ24、ゲート26、ダウンカウンタ27に供給される。カウンタ24はレードパルスbを分

割し、前述の周期Taに相当する信号jをアップ／ダウンカウンタ25に供給する。リードオンリメモリ23には反射エコーが偏移する（仮想的にはポール18が移動する）移動距離に対応したデータが記録されており、このデータはスイッチ21及び22によって設定される。

アップダウンカウンタ25は信号jが入力したときメモリ23の8bitのデータをラッチするとともにゲート26を介して供給されるレートパルスbに応じてこのデータをアップカウントまたはダウンカウントし、その値をダウンカウンタ8に供給する。そして8bitのデータがすべてHレベルになったときLレベルの出力信号kを発生し、ゲート26、1/2分周器29、3/8分周期30に供給する。ダウンカウンタ27はレートパルスbが入力することにアップ／ダウンカウンタ25の8bitデータをラッチするとともに、ゲート28を介してマルチブレクサ31で選択されたクロックパルスaまたは分周されたパルスで、このデータをダウンカウントし、8bitともLレベル

になったときに出力信号1がHレベルになる。この信号1は符号反転器32を介してゲート28に供給されるとともに、バルサ3に供給され、この信号1の立下がりエッジのタイミングで超音波振動子4を駆動する。

例えばクロックパルスaを19.2MHz超音波の中心周波数fcを2.4MHz、レートパルスbの繰返し周波数をfr(-1/Tr)を4KHzとし、スイッチ21でアップカウント、スイッチ22で分周されないクロックパルスaを選択した場合、リードオンリメモリ23からは次のようなデータがアップ/ダウンカウンタ25に供給される。つまり、反射エコーの移動距離をymmとする場合、周期Ta回のレートパルス回数nは

$$n = 2y / (\Delta t \cdot s)$$

という関係にあるため、(255-n)を2進数で表わした8bitデータとなる。カウンタ25はこの(255-n)をレートパルスbでn回カウントアップする。ダウンカウンタ27は各レートパルスbごとにカウンタ25の8bitデータをク

ロックパルスaでカウントダウンし、0になったとき信号1を発生する。このため、カウンタ27は1回目のレートパルス時には(255-n)を2回目には(255-n+1)を3回目には(255-n+2)というように、各レートパルスごとにカウントダウンする初期値は1ずつ増す。従って、信号1はレートパルスごとにクロックパルスaの周期分(1/19.2MHz)だけ増加し、この周期分だけ振動子を駆動するタイミングは遅れる。このように偏移パルス発生回路1は動作するため、前述の(5)式において

$$\Delta t = (1/19.2\text{MHz})$$

$$1/T_r = 4\text{kHz}$$

$$f_c = 2.4\text{MHz}$$

となり、ドプラ偏移周波数fdは500Hzとなる。またクロックパルスaを1/2、3/8分周したものを選択すればそれぞれ、1000Hz、1333Hzになり、安定したドプラ信号を得ることができる。

#### 【変形例の説明】

上記実施例は振動子を駆動するタイミング時間△tずつ各繰返し周期ごとに変化させるものであるが例えば、レンジゲート回路12の出力に偏移パルス発生回路1を付加し、レンジゲートパルスcを各繰返し周期ごとに△tずつ変化させて受信タイミング時間を偏移させても同様の作用効果が生じる。

#### 【発明の効果の説明】

以上、説明したように本発明によれば、実際の反射エコー信号によりドプラ偏移周波数を合成することができるため、超音波振動子の音場及び送受信回路を含めた性能チェックを行うことが可能な超音波パルスドップラ血流計測装置を提供することができる。

尚、本発明は超音波パルスドップラ血流計測装置に限定されず、例えば管路の流速計測装置等にも応用できることは言うまでもない。

#### 4. 図面の簡単な説明

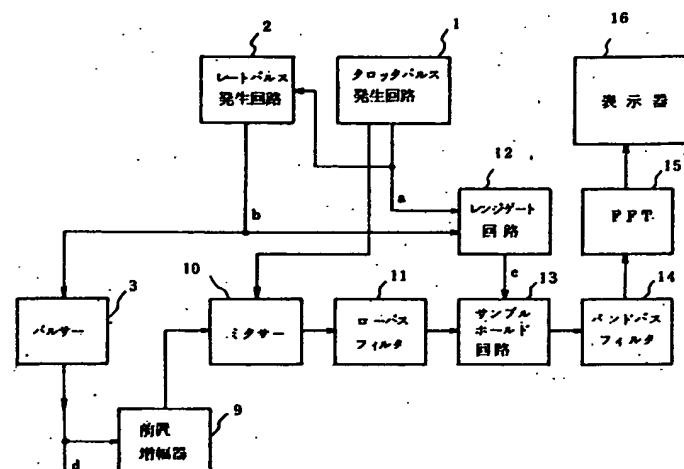
第1図は従来の超音波パルスドップラ血流計測裝

置のブロック図、第2図は同装置の各部のタイミングチャート、第3図は本発明の一実施例のブロック図、第4図は同実施例の各部のタイミングチャート図、第5図は同実施例中の偏移パルス発生回路のブロック図、第6図は同発生回路の各部のタイミングチャートである。

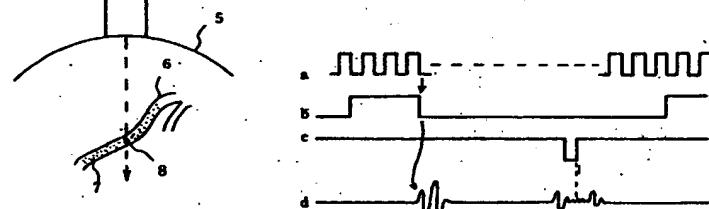
- 1 …… 偏移パルス発生回路
- 1 …… クロックパルス発生回路
- 2 …… レート信号発生回路
- 3 …… バルサー
- 4 …… 超音波振動子
- 10 …… ミキサー
- 11 …… ローパスフィルター
- 12 …… レンジゲート回路
- 13 …… サンプリングホールド回路
- 14 …… バンドパスフィルター
- 15 …… FFT
- 16 …… 表示器

代理人弁理士 則近憲佑(ほか1名)

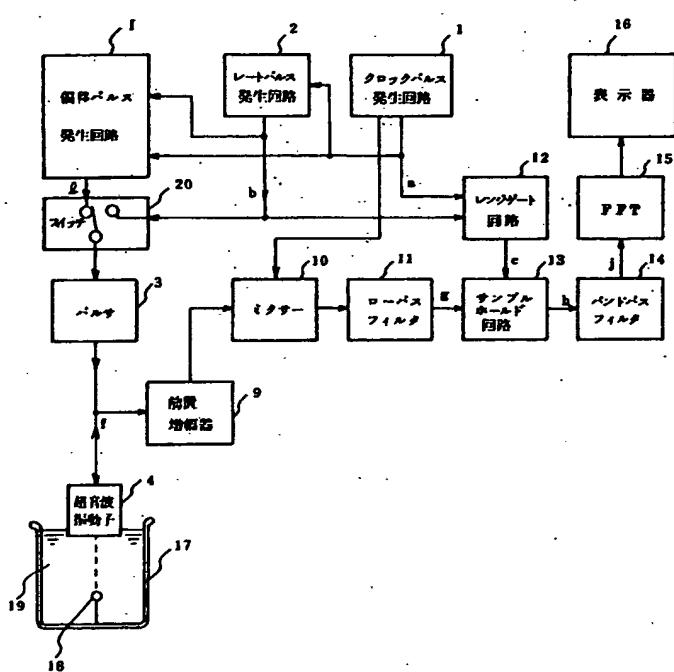
第1図



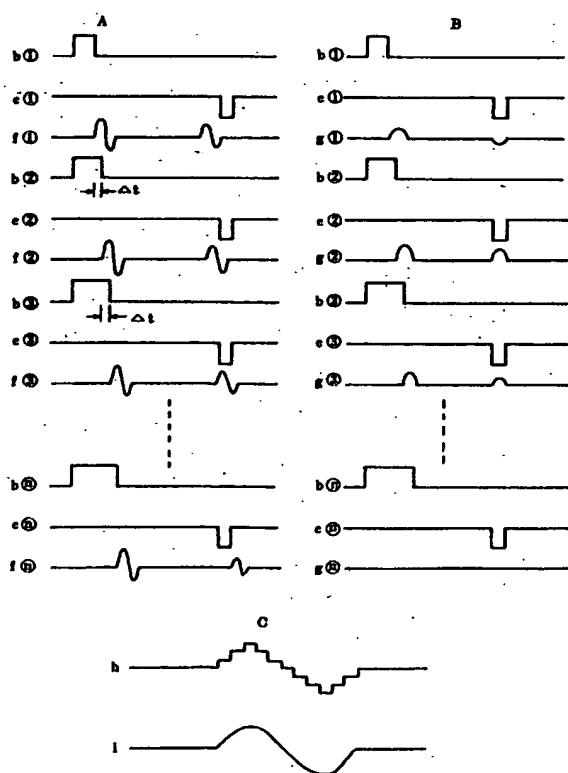
第2図



第3図



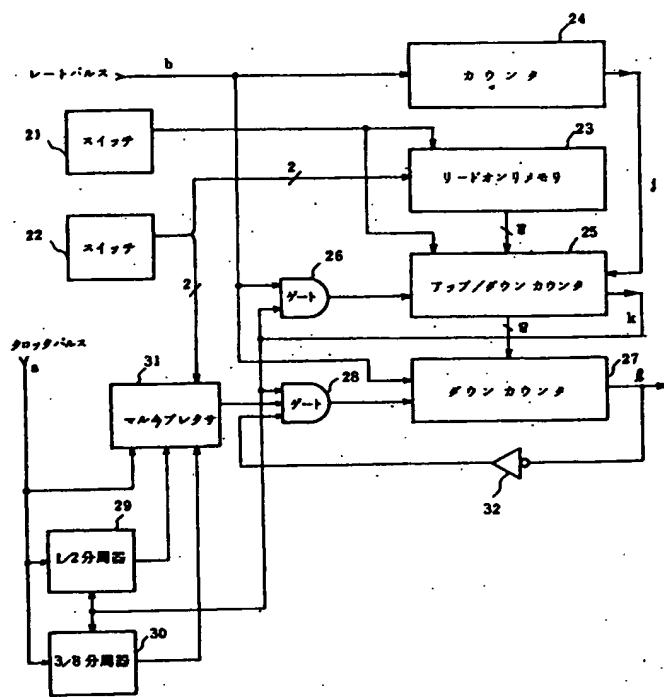
第4図



# BEST AVAILABLE COPY

特開昭58- 71417 (7)

第 5 図



第 6 図

